

Toni Kärki

Fotopletysmografiasignaali ja sen käsittely

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikan ko.

Insinöörityö

25.11.2014

Tekijä Otsikko	Toni Kärki Fotopletysmografiasignaali ja sen käsittely
Sivumäärä Aika	27 sivua 25.11.2014
Tutkinto	insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	sähkötekniikan ko.
Suuntautumisvaihtoehto	elektroniikka
Ohjaajat	yliopettaja Matti Fischer erikoislääkäri, dosentti Jouni Nurmi
<p>Tämä insinöörityö on osa lääket. lis. Jussi Pirneskosken väitöskirjatutkimusta ”<i>Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen Fotopletysmografian avulla</i>”. Fotopletysmografia (FPG) on optinen lääketieteessä käytössä oleva menetelmä, jolla tutkitaan verenvirtauksen muutoksia. Sydämen sykkeen lisäksi FPG-signaaliin vaikuttaa hengitys. Yleisempiä käytössä olevia FPG:n sovelluksia on pulssioksimetria, jolla mitataan veren happikylläisyyttä (happisaturoatio, SpO2).</p> <p>Insinöörityötä varten oli tavoitteena rakentaa analysointiohjelma Labview’lla. Analysointiohjelma tulee tutkimuskäyttöön lääket. lis. Pirneskosken tutkimuksen avuksi. Ohjelman avulla analysoidaan vuodeosastolta kerätyt potilasmittaukset (n. 300 potilasta).</p> <p>Työtä varten rakennettiin myös yksinkertainen FPG-laite. Laitetta oli tarkoitus vertailla kaupallisessa käytössä olevaan laitteeseen. Vertailuun ei ehditty työssä syventymään halutulla tavalla, joten vertailu jouduttiin toteuttamaan vain silmämääräisesti. Työssä on käsitelty FPG:n käyttöä lääketieteessä sekä esitetty FPG-laitteen teknisiä ominaisuuksia.</p> <p>Tulevaisuudessa analysointiohjelmaa ja rakennettua FPG-laitetta olisi mahdollista kehittää. Kehittäminen olisi etenkin tärkeää, jos löydetään menetelmä kriittisesti sairaan potilaan tunnistamiseen FPG:n avulla. Tällöin voisi olla mahdollista rakentaa laite, joka ilmoittaisi lyhyellä mittauksella, onko henkilö kriittisesti sairas. Tällainen laite olisi tärkeä etenkin henkilöille, joilla on kohonnut riski saada sydänpysähdys.</p>	
Avainsanat	fotopletysmografia, Labview, signaalin käsittely, FPG

Author Title	Toni Kärki Photoplethysmography Signal Processing
Number of Pages Date	27 pages 25 November 2014
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Electronics
Instructor	Matti Fischer, Principal Lecturer Jouni Nurmi, Specialist in Anesthesiology and Intensive Care Medicine, Senior Lecturer, Helsinki University Central Hospital, Emergency Medicine
<p>This study was conducted as part of Licentiate in Medicine Jussi Pirneskoski's dissertation project, "<i>Detecting Critical Illness with Photoplethysmography</i>". Photoplethysmography (PPG) is an optical method to measure the blood volume changes.</p> <p>The aim of this study was to build an analysis program. The analysis program is made by Labview. The analysis program will be used in Licentiate of Medicine Pirneskoski's research. Using the program, the patient measurements (ca. 300 patients) will be analyzed.</p> <p>In this project also a small PPG-device was designed and constructed. The purpose was to compare PPG-device that was made in this project to a commercial medical PPG-device. However, there was no time to focus in comparing the two types in this research.</p> <p>If Pirneskoski's research results provide a new method to identify a critically ill patient, the analysis program and the PPG-device be further developed in future. It could be possible to construct a device which could indicates critical ill persons. It is possible that the analysis program is embedded to a small PPG-device and it can look for example like a watch. The device would be important for people who have high-risk of cardiovascular arrest.</p>	
Keywords	photoplethysmography, signal processing, Labview, PPG

Sisällys

Tiivistelmä

Abstract

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Fotopletysmografian käyttö lääketieteessä	2
2.1	Fotopletysmografian lääketieteelliset sovellukset	2
2.2	Fotopletysmografian avulla havaittavan signaalin ominaisuudet	3
3	Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen fotopletysmografian avulla	5
4	Teknistä tietoa fotopletysmografia-laitteesta	6
4.1	Fotopletysmografiassa käytettävät anturit	6
4.2	Fotopletysmografia-laitteen rakenne	7
4.3	Itse tehty fotopletysmografia-laite ja sen vertailu kaupalliseen laitteeseen	9
5	Fotopletysmografiasignaalin analysointiohjelma	12
5.1	Analysointiohjelman toiminta	14
5.1.1	Analysointiohjelmalla laskettavat parametrit	19
5.1.2	Taajuusvaste	20
5.2	Analysointiohjelmalla laskettavien parametrien selitys	21
5.2.1	Pulssin nousu- ja laskuajan laskenta	21
5.2.2	Amplitudin, pulssisuhteen, pulssin leveyden sekä jaksonajan laskentamenetelmä	21
5.2.3	Keskipulssin laskentamenetelmä	22
5.2.4	Taajuusvasteen laskentamenetelmä	22
6	Tulokset	23
7	Yhteenveto	24
	Lähteet	26

1 Johdanto

Kriittisesti sairaiden potilaiden tunnistaminen on nyky menetelmillä hidasta ja kallista. Suurin osa kriittisesti sairaista havaitaan vasta, kun henkilö saa sairauskohtauksen. Esimerkiksi sydänkohtaus olisi mahdollista havaita jo useita tunteja ennen kohtauksen alkua. Tämän vuoksi maailmalla on ryhdytty tutkimaan uusia keinoja tunnistaa kriittisesti sairaita potilaita. Yksi näistä tutkimuksista on lääket. lis. Jussi Pirneskosken väitöskirjatutkimus, jossa tutkitaan mahdollisuutta havaita kriittisesti sairas potilas fotopletysmografian (FPG) avulla. Fotopletysmografia (FPG) on lääketieteellinen menetelmä, jossa sormenpäästä mitataan valon avulla verenvirtauksen muutoksia.

Tätä insinöörityötä varten oli tavoitteena rakentaa tietokoneohjelma, jolla käsitellään lääket. lis. Pirneskosken tutkimusta varten kerätyt potilasdatat. Työtä varten on rakennettu myös pieni FPG-laite, jota vertaillaan lääketieteessä käytössä olevaan laitteeseen.

Tämä aihe oli luonteva valinta, sillä opintoihin liittyvän innovaatioprojektin aiheena oli käsitellä FPG:ta. Innovaatioprojektin myötä otettiin yhteyttä erikoislääkäri Jouni Nurmeen, joka tilasi tämän analysointiohjelman signaalinkäsittelyn avuksi. Aiheesta oli mielekästä lähteä työstämään insinöörityötä, sillä innovaatioprojektissa oli jo kertynyt asiaan liittyvää taustatutkimusta. Tämän aiheen valinnasta järkevää tekee myös se, että tutkimuksesta saattaa olla hyötyä sairauskohtauksien ennaltaehkäisyyn.

2 Fotopletysmografian käyttö lääketieteessä

Fotopletysmografia (FPG) on lääketieteessä käytössä oleva optinen mittaustekniikka, jolla kyetään tutkimaan potilasta noninvasiivisesti, eli menetelmässä ei läpäistä ihoa millään instrumentilla [Oxford dictionary 2014]. Tämän vuoksi mittauksia voidaan tehdä useita lyhyessä ajassa häiritsemättä potilaan normaaleja elintoimintoja lainkaan. FPG:n avulla mitataan henkilön kapillaarisuoniston eli hiussuoniston veren tilavuuden muutoksia. Veren virtauksen muutokset ovat sydämen sykkeen, hengityksen ja mahdollisesti muiden tekijöiden seurausta. Veren pulsiivinen virtaus absorboi ja heijastaa valoa eri tavoin riippuen siitä, miten paljon verta virtaa milläkin ajan hetkellä. FPG-signaali on alimmillaan silloin, kun mitattavan kohteen kohdalla verta virtaa eniten, sillä veri absorboi valoa voimakkaasti. Ja puolestaan FPG-pulssi on korkeimmillaan hetki ennen sydämen lyönnin aiheuttamaa virtausta. Anturi kiinnitetään yleisimmin sormen päähän tai korvanlehteen, sillä näissä kohdissa ääreisverenkierto on voimakasta. [Allen J. 2007: R2.]

2.1 Fotopletysmografian lääketieteelliset sovellukset

FPG:sta on käytössä monta lääketieteellistä sovellusta. Yksi käytetyimmistä menetelmistä on pulssioksimetria, jolla mitataan veren happisaturaatiota (SpO_2) eli veren happikylläisyyttä. Happisaturaatio ilmoitetaan prosentteina. Normaalisti terveellä ihmisellä happisaturaatio on yli 96 %. Jos happisaturaatio arvo laskee alle 80 %:n, potilaan tila on erittäin vakava. Pulssioksimetriassa käytettävässä anturissa on kaksi eri aallonpituudella olevaa valonlähdettä (punainen ja infrapuna LED). Näiden kahden valonlähteen avulla kyetään erottelemaan datasta veren happikylläisyys. Pulssioksimetria-laite on pienikokoinen sormenpäähän kytkettävä laite, jossa usein itsessään on näyttö (kuva 1). Näytössä voidaan esittää SpO_2 -arvon lisäksi pulssitaajuus. [Allen J. 2007: R2; Oksimetria, lyhytaikainen 2013].



Kuva 1. Pulssioksimetria-laite [Pulssioksimetri MD300D]

FPG:ta käyttäen on mahdollista havaita myös veren määrän vajaukset. Tämän lisäksi FPG:ta käytetään lääkeainetutkimuksissa verenkierron tarkkailuun. Menetelmää käytetään myös ääreisverenkierto sairauksien havaitsemiseen. FPG on erityisen hyvä menetelmä potilaan tilantarkkailussa muun muassa sen vuoksi, että menetelmä ei aiheuta potilaaseen minkäänlaisia fysiologiasia muutoksia. Eli potilaan elintoiminnot pysyvät samana mittauksen aikana, kuin ne olivat enne mittausta.

Anestesiaalääketieteessä FPG:n käyttö on myös lisääntymässä, sillä sen avulla kyetään tarkkailemaan anestesian syvyyttä. Anestesian syvyyttä kyetään seuraamaan autonomisen hermoston vasteen avulla. Kun autonomisen hermoston vaste muuttuu, on tämä havaittavissa FPG-signaalin amplitudimuutoksena.

2.2 Fotopletysmografian avulla havaittavan signaalin ominaisuudet

FPG:lla havaittavat ihmisessä esiintyvät taajuuudet ovat 0,04–2,5 Hz. Tämä taajuusväli voidaan jakaa vielä osiin. Matalat taajuuudet (0,04–0,11 Hz) ovat seurausta sympaattisen

hermoston toiminnasta. Sympaattinen hermosto on tahdosta riippumaton. Se käsittää muun muassa verenkiertoelinten sekä ruuansulatuksen toiminnan.

Välitaajuuksien (0,12–0,18 Hz) taajuudet ovat erityisesti vagoalan hermoston aktiivisuuden seurausta, mutta tämä voi myös osittain olla päällekkäin matalien taajuuksien kanssa. Respiratoriset eli hengitysteissä esiintyvät taajuudet ovat 0,19–0,3 Hz, mikä vastaa terveen aikuisen hengitystaajuutta eli 12–18 henkäystä minuutissa [Hengitystaajuus 2014]. Kriittisessä tilassa olevan potilaan hengitystaajuus voi vaihdella alle 10:stä jopa 30 kertaan minuutissa [Ohje kriittisen tilan tunnistamisesta 2014]. Hengitys voi näkyä signaalissa noin 0,1–0,5 Hz:n taajuutena.

Ihmisen normaali leposyke on noin 45–80 pulssia minuutissa eli 0,75–1,333 Hz [Leposyke 2014]. Kriittisessä tilassa olevan potilaan pulssi voi olla kuitenkin merkittävästi tätä alhaisempi tai suurempi. Kokonaisuudessaan sydämen toiminnasta syntyneet taajuudet (*Cardiac frequency*) ovat 0,75–2,5 Hz, eli kaikkiaan kriittisesti sairaan potilaan tunnistamiseen liittyvät taajuudet vaihtelevat 0,04–2,5 Hz. [Alian ym. 2001: s 390.]

FPG-signaalin muotoon vaikuttaa muun muassa henkilön ikä ja sukupuoli. Nuorilta saatavassa signaalissa on havaittavissa verisuonien joustaminen. Tämän joustamisen tarkoitus on pitää paine yllä verisuonissa myös diastolen eli sydämen lepovaiheen aikana. Suonten jousto näkyy FPG-pulssin laskuvaiheessa pienenä kuoppana. Ikääntyessä tämä joustaminen vähenee, sillä suonet alkavat kalkkeutua jo heti 25 ikävuoden jälkeen.

3 Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen fotopletysmografian avulla

Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen nykyistä aikaisemmassa vaiheessa ja edullisemmin olisi tärkeää. Nykyään kriittisesti sairaan potilaan hoitoa varten sairaaloissa on elvytysryhmä, joka kutsutaan paikalle tarvittaessa. Sydneyssä sijaitsevassa sairaalassa kehitettiin ensihoitoa varten *Medical Emergency Team* (MET) vuonna 1990. MET-ryhmä koulutetaan erityisesti teho- ja ensihoitoon. MET:n tärkein idea on se, että hoitajan tai lääkärin oli mahdollista hälyttää ryhmä paikalle ilman, että on pelkoa väärästä hälytyksestä. MET-ryhmä kutsutaan paikalle määrättyjen perustoimintoihin liittyvien kriteerien perusteella, vaikka hoitajan tai lääkärin mielestä ei olisi tarve. Mutta ryhmän voi myös kutsua, jos joku on huolissaan henkilön tilasta. MET-valmiuden tavoitteena on saada potilaalle hoitoa jo ennen varsinaista sydämenpysähdystä. MET-menetelmän ylläpitäminen on kallista, eikä sen toiminnasta ole selkeää näyttöä. Sen vuoksi uusien menetelmien kehittäminen on tarpeellista. [Nurmi J. 2005: 46.]

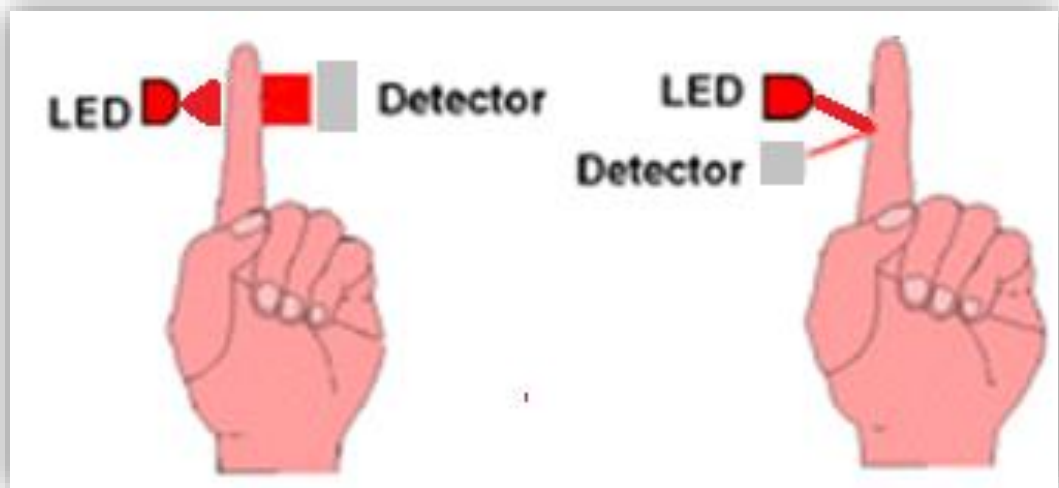
Useissa tutkimuksissa on havaittu, että monilla sydänpysähdyspotilailla on ennen kohtausta merkkejä tulevasta kohtauksesta. Kohtauksen merkit olisi havaittavissa jo useita tunteja ennen sydänpysähdystä. Suurin osa näistä sydänpysähdystä ennakoivista merkeistä jää kuitenkin huomaamatta tai niitä ei osata yhdistää sydänkohtaukseen. Merkittävimpiä ennakoivia oireita ovat hengitystaajuuden, syketaajuuden, verenpaineen ja tajunnan tason eroavaisuudet terveeseen ihmiseen verrattuna. On havaittu, että FPG-signaalista on löydettävissä merkkejä sokista ja äkillisestä verenpaineen laskusta. FPG ei ole itsessään uusi tekniikka, mutta vasta viime vuosina tämän mahdollisuuksia on ryhdytty tutkimaan syvällisemmin. Koska FPG:lla havaittavat asiat eivät ole vielä täysin ymmärrettyjä, tutkijoilla on herännyt toive FPG:n käyttömahdollisuuksista etenkin kriittisesti sairaan tunnistamisessa.

Insinööritö on osa lääket. lis. Jussi Pirneskosken väitöskirjatutkimusta. Tutkimuksen aiheena on Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen fotopletysmografian avulla. Tätä varten ensihoitajaopiskelijat ovat keränneet (syksy 2013) Meilahden yliopistollisen sairaalan (HYKS) (noin 300) vuodeosastopotilailta FPG:lla saatavaa tietoa. Jokaiselta potilaalta on kerätty noin 10–15 minuutin ajalta sormenpäästä mittausdataa. Lääket. lis. Pirneskosken tavoitteena on muun muassa tutkia, jos FPG-signaalista voisi löytyä uusia komponentteja, joiden avulla kyettäisiin havaitsemaan kriittisesti sairaat potilaat nykyistä helpommin sekä aikaisemmassa vaiheessa. [Ehrström ym. 2013.]

4 Teknistä tietoa fotopletysmografia-laitteesta

4.1 Fotopletysmografiassa käytettävät anturit

FPG-anturi voidaan toteuttaa kahdella eri tavalla (kuva 2). FPG-anturin valonlähde ja detektori voivat olla mittauskohteen eri puolilla, jolloin mitataan kohteen läpäisevää valoa. Tällöin mittaukseen vaikuttaa kohteen läpäisykerroin.



Kuva 2. Fotopletysmografi-anturin toteutustavat [Abdallah & Bolz 2011: 160]

Kohteen läpäisevää FPG-anturia käytetään yleisimmin mitattaessa sormenpäästä, varpaasta tai korvanlehddestä. Mittausongelma voi syntyä, jos anturia ei voida sijoittaa niin, että anturin osat sijoittuvat kohteen molemmille puolille. Näin voi olla sen vuoksi, että esimerkiksi mitattava kohde on niin paksu, ettei valo kykene läpäisemään sitä, tai mittaus suoritetaan kohdassa, jossa se ei fysiologisista syistä ole mahdollista.

Jos anturin osia ei kyetä sijoittamaan kohteen molemmille puolille, käytetään anturia, jossa valonlähde ja detektori ovat samalla puolella mittauskohdetta. Tässä tilanteessa mitataan heijastuvaa valoa eli mittaukseen vaikuttaa mittauskohteen heijastuskerroin. Tällaisia kohteita voivat olla esimerkiksi ruokatorven pinnasta tai emättimestä suoritettava mittaukset.

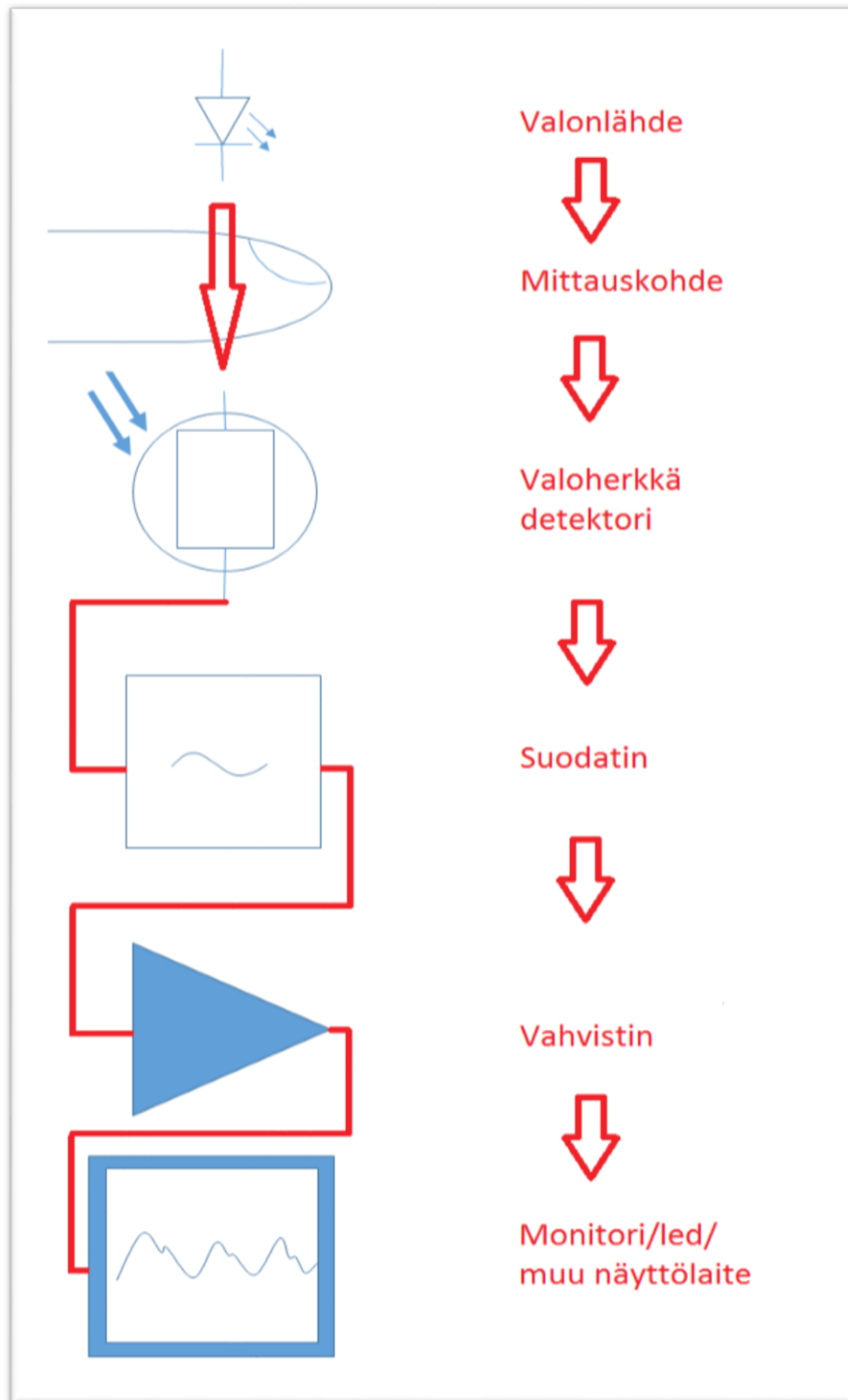
4.2 Fotopletysmografia-laitteen rakenne

FPG on yksinkertaisimmillaan laite, jossa on valonlähde, valoherkkä detektori, suodatin, vahvistin ja näyttö tai muu vastaanotinlaite, josta data voidaan havaita. Yksinkertaisimmillaan pelkkä LED voi toimia pulssin ilmaisimena. Monitoria käytetään, jotta signaalista saadaan enemmän hyötyä, silloin nähdään signaalin muodot paremmin kuin pelkästä LED:istä. Signaalin kulku sekä tärkeimmät FPG-laitteen komponentit esitetään kuvassa 3. Valonlähteestä lähtevä valo kulkee mittauskohteen lävitse, minkä jälkeen valotransistori havaitsee kohteen läpi kulkeutuneen valon, joka aiheuttaa potentiaalin muutoksen transistorissa.

Tämän jälkeen signaalia joudutaan suodattamaan, jotta saadaan signaalista häiriöt pois. On tärkeää, että suodatus toteutetaan oikein. Suodatuksella tulisi signaalista poistaa häiriöt niin, ettei oleellista tietoa katoa signaalista. Etenkin verkkovirran aiheuttama 50 Hz:n signaali on tärkeä suodattaa pois. Suodatus tulisi valita niin, että se vastaa mahdollisimman hyvin ihmisessä esiintyviä verenvirtauksesta havaittavia fysiologisia taajuuksia. Aiemmin todettujen lääketieteellisten taustatietojen perusteella FPG-signaalista tulisi kyetä havaitsemaan 0,04–2,5 Hz taajuudet.

FPG-signaalia tulee myös vahvistaa ennen tiedon siirtämistä monitorille. Jokaiselta eri potilaalta saatavan signaalin voimakkuus vaihtelee merkittävästi. Saatavaan signaalin voimakkuuteen verenvirtauksen lisäksi vaikuttavat muun muassa kudoksien paksuus, rasvapitoisuus ja se, minkä kudoksien läpi valo kulkeutuu. Laitteessa voisi olla säädin, josta kyetään säätämään laitteen vahvistusta, jotta signaali saadaan parhaalla tavalla näkyville jokaiselta potilaalta.

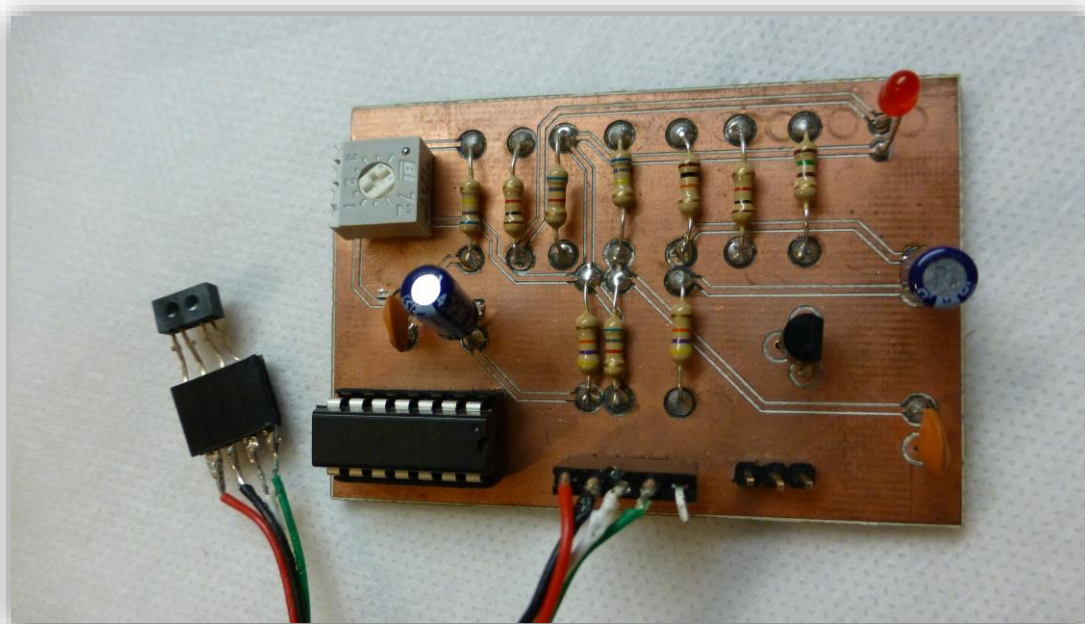
Kudoksien aiheuttama vaimennus ei tuo merkittävää ongelmaa, sillä niiden vaikutus signaaliin ei muutu ajan suhteen, joten niiden seurauksena signaaliin syntyy vain tasajännitekomponentti. Tasajännitekomponentista ei ole suurta hyötyä FPG-menetelmässä. Se vain osoittaa, miten paljon valoa keskimäärin läpäisee mittauskohteen. Vaihtojännitekomponentti puolestaan syntyy pulsiivisen verenvirtauksen seurauksena. Tämän vuoksi FPG on erinomainen menetelmä verenvirtauksen tutkimiseen.



Kuva 3. Signaalin kulku yksinkertaisessa fotopletysmografia-laitteessa

4.3 Itse tehty fotopletysmografia-laite ja sen vertailu kaupalliseen laitteeseen

Insinööriyön tueksi rakennettiin ryhmätyönä myös oma prototyyppilaite (kuva 4). Tämä laite on hyvin yksinkertaisesti toteutettu ja vastaa rakenteeltaan kuvan 3 FPG-laitetta. Laite on toteutettu heijastusta mittaavalla anturilla. Kuvassa 4 vasemmalla olevasta anturista on nähtävissä kaksi pyöreää kohtaa, toinen näistä on infrapuna-LED ja toinen vastaanotin. Laite rakennettiin tarkoituksenmukaisesti edullisista komponenteista, jotta ero kaupallisiin laitteisiin tulisi selvemmin esille. Edulliset komponentit aiheuttivat kuitenkin ongelmia etenkin anturin kohdalla. Anturi on niin herkkä, että sormi tulee painaa anturia vasten juuri oikealla voimalla, muuten signaalia ei saada. Eikä sormea ole mahdollista mitenkään painaa samalla voimalla koko mittauksen ajan, jonka seurauksena syntyy merkittäviä muutoksia signaalitasoon. Havaittiin, että anturin kiinnittäminen tapahtuu parhaiten kaksipuolisen teipin avulla. Tällä tavalla anturi saadaan pysymään paikallaan pitkänkin mittauksen ajan.

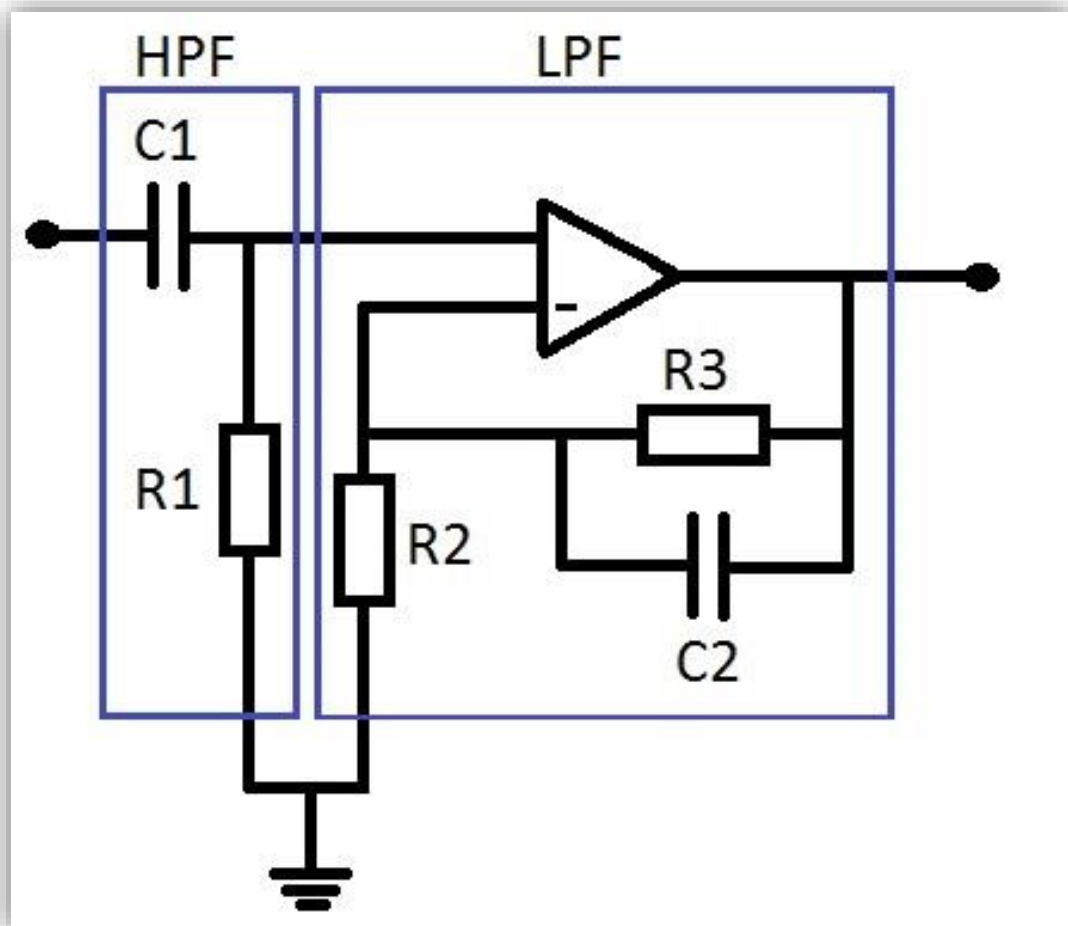


Kuva 4. Insinööriyötä varten rakennettu fotopletysmografia-laite

Kuvasta 5 ilmenee omatekoisen FPG-laitteen vahvistus- ja suodatuskytkentöjen toteutustapa. HPF (*High Pass Filter*) tarkoittaa ylipäästösuodatinta, joka tässä tapauksessa on toteutettu kondensaattorilla C1 (= 4,7 μ F) ja vastuksella R1 (= 47 k Ω). Näitä komponentteja käyttämällä saadaan suodatin, joka suodattaa kaikki alle 0,72 Hz:n taajuuden

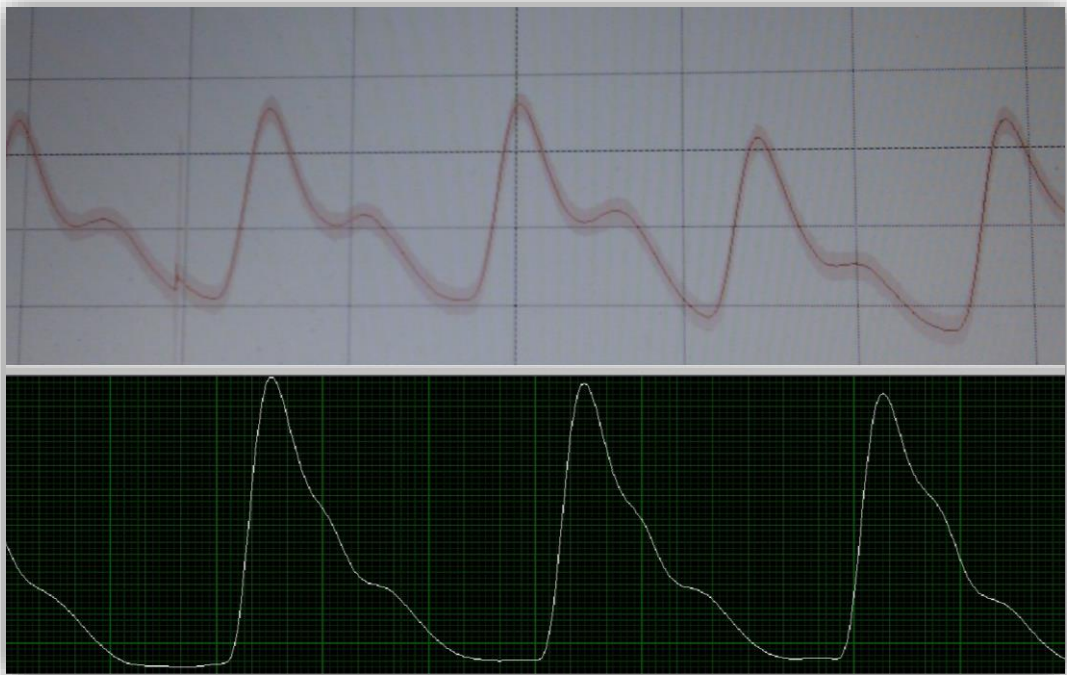
pois. Alipäästösuodatin (LPF = *Low Pass Filter*) toteutettiin käyttämällä kuvassa 5 näkyvää kondensaattoria C2 (= 100 nF) ja vastusta R3 (= 680 k Ω), jolloin suodatin rajaa pois kaikki 2,34 Hz:n ylittävät taajuudet. Näiden kahden suodattimen avulla saadaan yhdessä kaistanpäästösuodatin, josta ulos saadaan 0,72–2,34 Hz:n taajuudet. Tällä taajuusvälillä saadaan laite, joka havaitsee ihmisestä noin 43–140 pulssia minuutissa olevan sydämen sykkeen. Tämä tarkoittaa, että tällä omalla laitteella ei kyetä signaalista havaitsemaan hengityksen aiheuttamia muutoksia.

Laitteen ottaman signaalin vahvistamiseen on käytetty negatiivista takaisinkytkentää sekä kuvasta 5 nähtävää operaatiovahvistinta sekä vastuksia R2 (= 6,8 k Ω) ja R3 (= 680 k Ω). Tällöin vahvistukseksi saadaan noin 101-kertainen. Tämä vahvistus on riittävä, sillä laitteesta saatava signaali on selkeästi luettavissa.



Kuva 5. Laitteen suodatus ja vahvistus

Tällä itsetehdyllä laitteella saatava signaali on yllättävän lähellä lääketieteellisen laitteen signaalia. Kuvassa 6 esitetään omasta FPG-laitteesta (ylempi) ja kaupallisesta FPG-laitteesta (alempi) saatavaa signaalia. Nämä FPG-signaalit ovat eri henkilöiltä mitattuja, ja sen vuoksi pulssimuodoissa on eroja. Kuvasta voidaan kuitenkin huomata, ettei kummassakaan signaalissa ole havaittavissa suurta kohinaa.

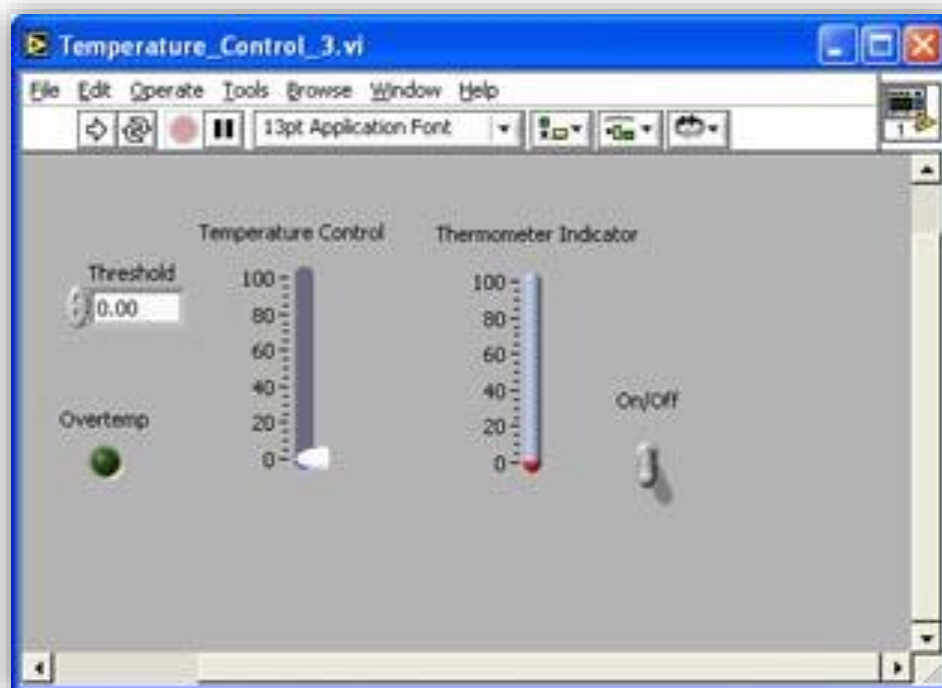


Kuva 6. Oman laitteen vertaus lääketieteessä käytössä olevaan laitteeseen

5 Fotopletysmografiasignaalin analysointiohjelma

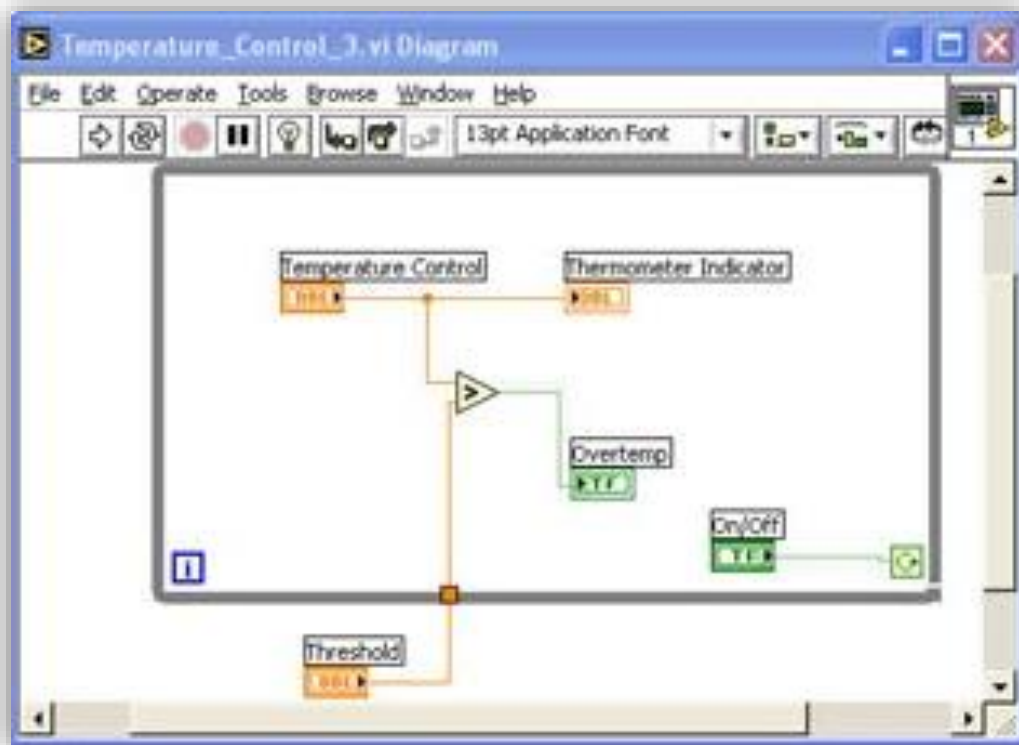
Käytännön työssä rakennettiin signaalin analysointiohjelma Labview'illa (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench). Labview on g-ohjelmointikieleen eli graafiseen ohjelmointikieleen perustava National Instrumentsin visuaalinen työympäristö suunnittelu- ja testauskäyttöön. Labview'n ohjelmat koostuvat jo valmiina kirjastosta löytyvistä virtuaalisista instrumenteista, joita kutsutaan nimellä VI. Labview'n merkittävin ero muihin ohjelmointikieliin, kuten C++:aan, on se, että Labview'illa on nopea ja yksinkertainen rakentaa VI:iden avulla jopa monimutkaisia ohjelmistoja. Labview näyttää tiedot myös graafisesti havaittavassa muodossa. [National Instruments 2012a: 1-2; What is Labview? 2014.]

Labview koostuu kahdesta ikkunasta. Toinen on ohjelman etupaneeli (*Front Panel*), jossa on näkyvissä rakennettavan ohjelman käyttönäkymä. Etupaneeli on näkymä, jonka valmiin ohjelman käyttäjä näkee ja josta kykenee ohjelman käyttöön liittyvät asetukset asettamaan. Etupaneelissa on myös mahdollista esittää graafisin kuvaajin tai numeerisin arvoin ohjelman tulokset. (Kuva 7.)



Kuva 7. Labview'n etupaneeli (*Front Panel*)

Ohjelmointipaneeli (Block diagram) on Labview'n ohjelmointipuoli, jossa varsinainen ohjelman luonti tapahtuu. Ohjelmointipaneeli koostuu useista VI:sta, jotka yhdistetään langoilla toisiinsa. (Kuva 8.)



Kuva 8. Labview'n ohjelmointipaneeli (*Block diagram*)

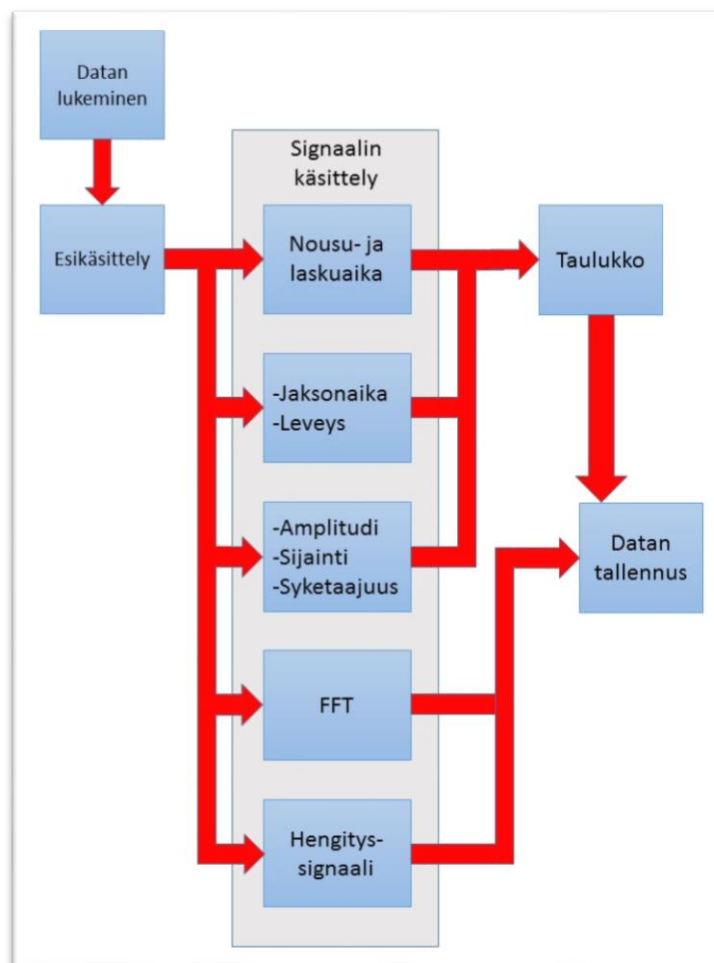
Insinööriyön käytännönsuudessa rakennetulla analysointiohjelmalla luetaan tiedostoja, jotka sisältävät potilailta kerätyn noin 10–15 minuutin pituisen FPG-käyrän. Data on kerätty potilailta 100 Hz:n taajuudella, eli jokaisen tiedoston sata arvoa tarkoittaa yhden sekunnin mittaista jaksoa. Tämä oli tärkeä huomioida myös ohjelmaa tehdessä, sillä parametrit tuli jakaa sadalla, jotta ohjelmasta saadaan tulokset järkevässä aikamuodossa. Myös graafisten kuvaajien ja taulukkojen asetuksista tuli muuttaa aika-akseli 0,01-kerlaiseksi. Lepopulssilla 60 bpm eli pulssia minuutissa tarkoittaisi sitä, että yhdestä potilaasta on kerätty noin 600–900 pulssin eli 60 000–90 000 arvon sisältävät datat. Tämän vuoksi oli lääkärin tutkimusta varten tärkeää saada ohjelma, joka käsittelee ihmisen puolesta nopeasti suuren määrän dataa.

Analysointiohjelmassa on ominaisuus, jolla kyetään rajaamaan signaalista vain tietty osa käsittelyyn. Tämän avulla saadaan valittua signaalista mahdollisesti häiriöinen osa pois.

Tämä on tärkeää, sillä vuodeosastopotilaat ovat usein vanhoja tai huonossa kunnossa. Potilaiden voi olla hyvinkin vaikeaa pitää sormi pitkään paikallaan. Sormen tärisemisestä aiheutuu signaaliin kohinaa, joka on työlästä suodattaa pois, sillä sormen tärinä ei ole säännöllistä. Mutta rajaamalla signaalista selvästi häiriöiset kohdat pois, saadaan useimmilta potilailta riittävä määrä dataa analysoitavaksi. Osa tiedostoista on niin häiriöisiä, ettei niistä välttämättä saada käyttökelpoista dataa. Erittäin kohinainen data voi johtua siitä, ettei anturi ollut kunnollisesti kiinni sormessa, tai potilas ei ole kyennyt pitämään sormea paikallaan.

5.1 Analysointiohjelman toiminta

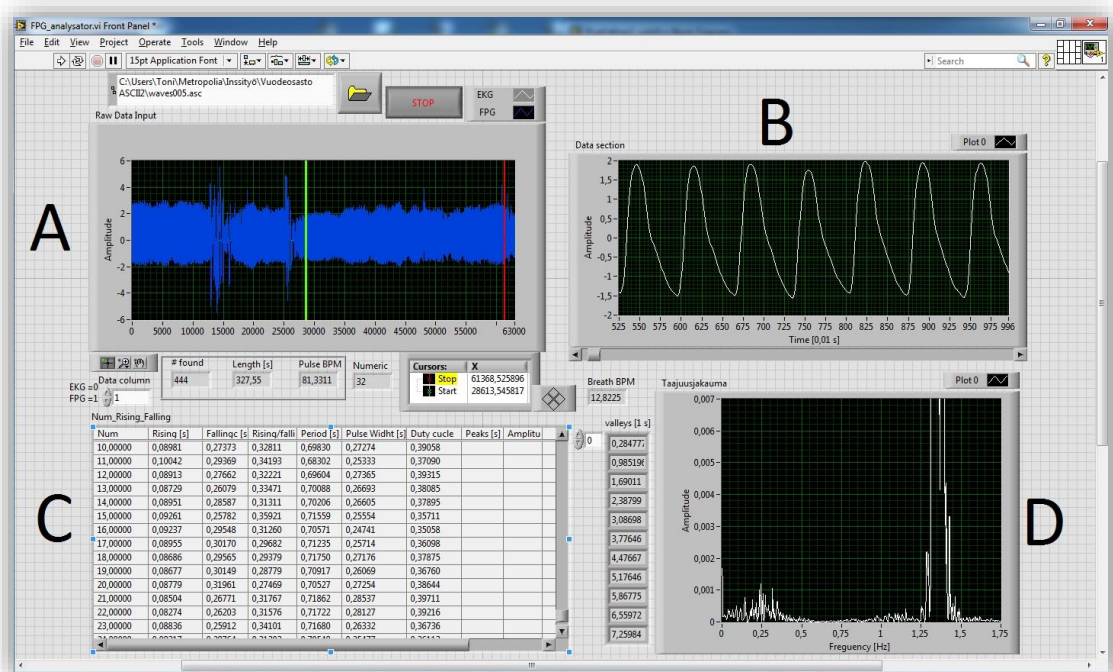
Analysointiohjelman toimintaperiaate kuvataan kuvassa 9. Analysoinnin alussa ohjelma lukee datan käsittelyyn valitusta Excel-tiedostosta. Datan lukemisen jälkeen ohjelmassa on esikäsittelyvaihe, joka sisältää muun muassa signaalin rajausominaisuuden. Näiden vaiheiden jälkeen on itse ohjelmanydin, signaalinkäsittelyvaihe.



Kuva 9. Fotopletysmografia-analysointiohjelman rakenne

Signaalinkäsittelyvaiheessa ohjelmalla lasketaan tulokset eri aliohjelmissa ja osa tuloksista siirretään reaaliajassa taulukkoon. Signaalinkäsittelyvaihe kestää kunnes kaikki käsiteltävän tiedoston arvot on käyty läpi, jonka jälkeen ohjelma pysäyttää automaattisesti analysoinnin. Käsittelyn jälkeen käyttäjällä on mahdollisuus tarkastella käsittelyn tuloksia taulukosta ja graafisista kuvaajista sekä tallentaa tulokset Excel-taulukkoon. (Kuva 9.)

Kuvassa 10 esitetään insinööriöprojektissa rakennetun ohjelman etupaneeli (*Front Panel*). Käyttäjä näkee tämän näkymä tiedostoja analysoidessa. Tästä käyttäjä voi muokata asetukset sekä lukea analysoinnin tulokset. Kuvassa näkyvät osat A–D esitetään tarkemmin kuvissa 11–14.



Kuva 10. Yleisnäkymä Fotopletysmografia-analysointiohjelmasta; kuvissa 10–13 tarkennetaan kuvan kohtien A, B, C ja D sisältöä

Kuvassa 11 ylhäällä näkyvää kansiota klikkaamalla käyttäjä valitsee tietokoneen tiedostoista analysoitavaksi halutun tiedoston. Kuvan 11 keskellä näkyvästä graafisesta kuvasta käyttäjä voi vihreää palkkia siirtämällä valita käsiteltävän signaalin alun ja punaista siirtämällä valita käsittelyrajan lopun. Vasemmalla alhaalla näkyvästä *data column* -kohdasta käyttäjä voi valita Excel-tiedoston sarakkeen, jolla käsiteltävä data sijaitsee. Tätä

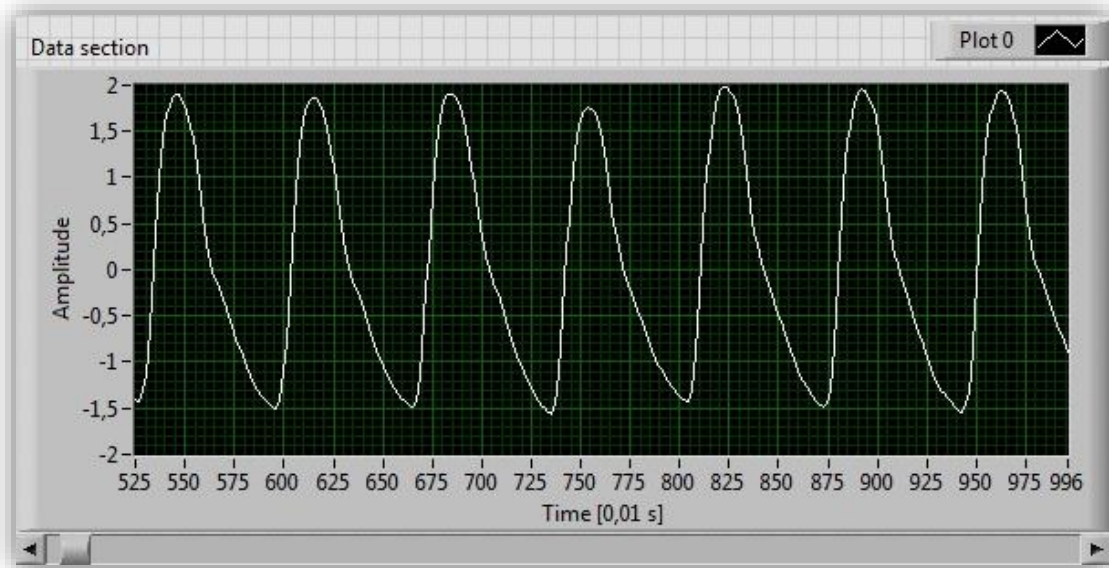
projektia varten kerättyjen tiedostojen ensimmäinen sarake sisältää EKG-käyrän ja toinen sarake FPG-käyrän. Ensimmäinen sarake vastaa *data column* kohdassa nollaa ja toinen ykköstä.

Kuvan 11 alhaalla näkyvä *#found*-lukuarvo esittää, kuinka monta pulssia ohjelma löytää valitulta jaksolta käsiteltäväksi. *Length [s]*-arvo kuvaa jakson pituutta sekunteina. *Pulse BPM* esittää koko valitun jakson väliltä potilaan keskipulssin, ja *Breath BPM* puolestaan esittää hengityksien määrän minuutissa.



Kuva 11. Signaalinkäsittelyn aloittaminen sekä käsiteltävän signaalin rajausta

Analysoitavaksi valittua jaksoa on mahdollista tarkastella silmämääräisesti kuvassa 12 näkyvästä grafiikasta. Tätä kuvaajaa voi tarkentaa käyttäjän tarpeiden mukaiseksi. Tarkentamalla saadaan näkyviin haluttu määrä pulsseja. Tämän avulla on mahdollista tarkastella esimerkiksi yksittäisen pulssin muotoja tarkemmin. Tarkennus ei vaikuta siihen, miten ohjelma signaalin käsittelee. Tästä grafiikasta on helppo havaita se, miten häiriöistä käsiteltävä signaali on.



Kuva 12. Käsiteltävän signaalin tarkastelu

Kuvassa 13 esitetään taulukko, johon ohjelman laskemat tulokset siirtyvät automaattisesti laskennan aikana. Tämän taulukon sisältämä data voidaan siirtää laskennan jälkeen Exceliin jatkokäsittelyä varten.

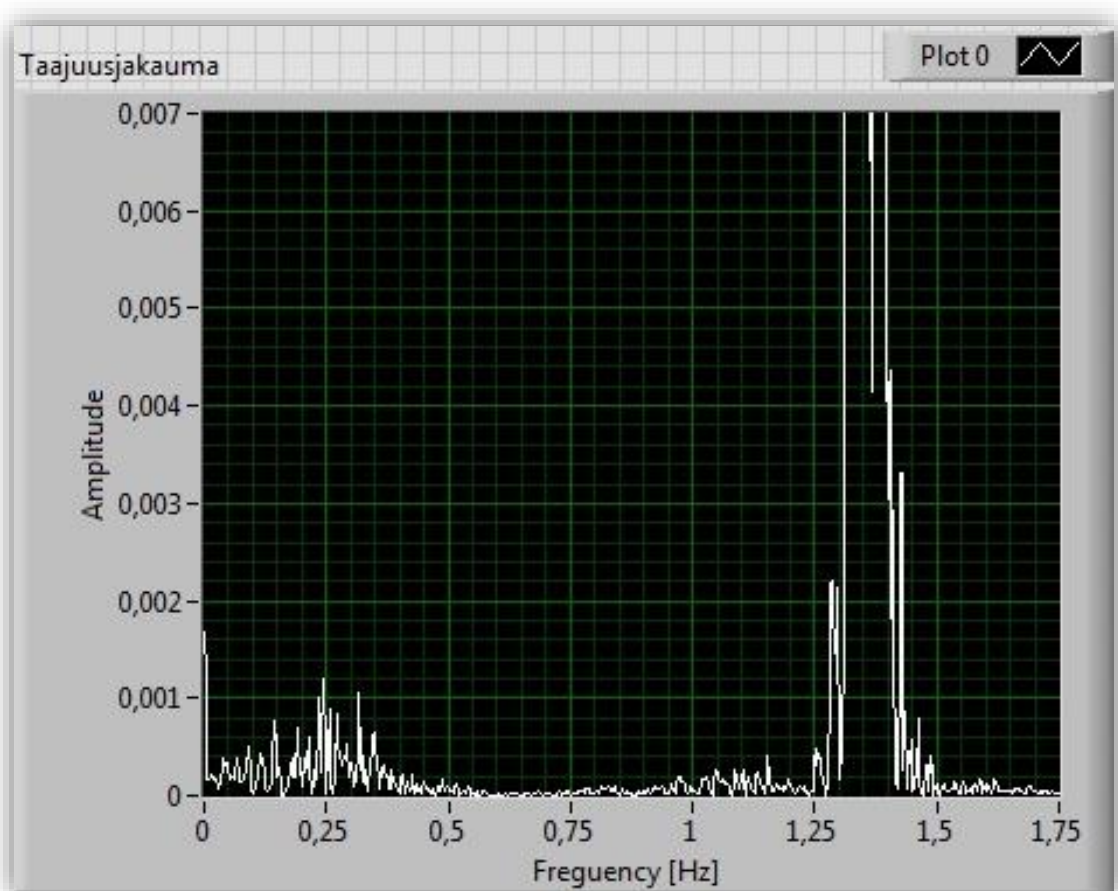
Results								
Num	Rising [s]	Falling [s]	Rising/falli	Period [s]	Pulse Widht [s]	Duty cucle	Peaks [s]	Amplitu
10,00000	0,08981	0,27373	0,32811	0,69830	0,27274	0,39058		
11,00000	0,10042	0,29369	0,34193	0,68302	0,25333	0,37090		
12,00000	0,08913	0,27662	0,32221	0,69604	0,27365	0,39315		
13,00000	0,08729	0,26079	0,33471	0,70088	0,26693	0,38085		
14,00000	0,08951	0,28587	0,31311	0,70206	0,26605	0,37895		
15,00000	0,09261	0,25782	0,35921	0,71559	0,25554	0,35711		
16,00000	0,09237	0,29548	0,31260	0,70571	0,24741	0,35058		
17,00000	0,08955	0,30170	0,29682	0,71235	0,25714	0,36098		
18,00000	0,08686	0,29565	0,29379	0,71750	0,27176	0,37875		
19,00000	0,08677	0,30149	0,28779	0,70917	0,26069	0,36760		
20,00000	0,08779	0,31961	0,27469	0,70527	0,27254	0,38644		
21,00000	0,08504	0,26771	0,31767	0,71862	0,28537	0,39711		
22,00000	0,08274	0,26203	0,31576	0,71722	0,28127	0,39216		
23,00000	0,08836	0,25912	0,34101	0,71680	0,26332	0,36736		
24,00000	0,08317	0,26761	0,31282	0,70549	0,25477	0,36113		

Kuva 13. Analysointiohjelman tulosten taulukointi

Kuvassa 14 esitetään ohjelman etupaneelissa oikeassa alalaidassa oleva taajuusvaste. Tätä kuvaajaa käyttäjän on mahdollista rajata haluamallaan tavalla, se on tärkeää, sillä

jokaisesta henkilöstä saadaan erimuotoinen taajuusvastekuvaja. Rajauksessa on tehtävä kompromisseja, kuten kuvasta 14 voidaan huomata. Noin 0,25 Hz:n kohdalla näkyvä pulssi on selvästi pienempi kuin noin 1,4 Hz:n kohdassa näkyvä pulssi.

Jotta saadaan näkyviin tämä pienempi 0,25 Hz:n kohdalla oleva pulssi, on jouduttu kuvaajan y-akselin arvo rajaamaan niin, että suuremman pulssin huippu on leikkautunut kuvasta pois. Tästä ei silti ole merkittävää haittaa, sillä taajuusvastetta tarkastellessa oleellisemmat tiedot ovat X-akselilla oleva taajuustieto. (Taajuusvastetta käsitellään tarkemmin, ks. 5.1.2 Taajuusvaste.)



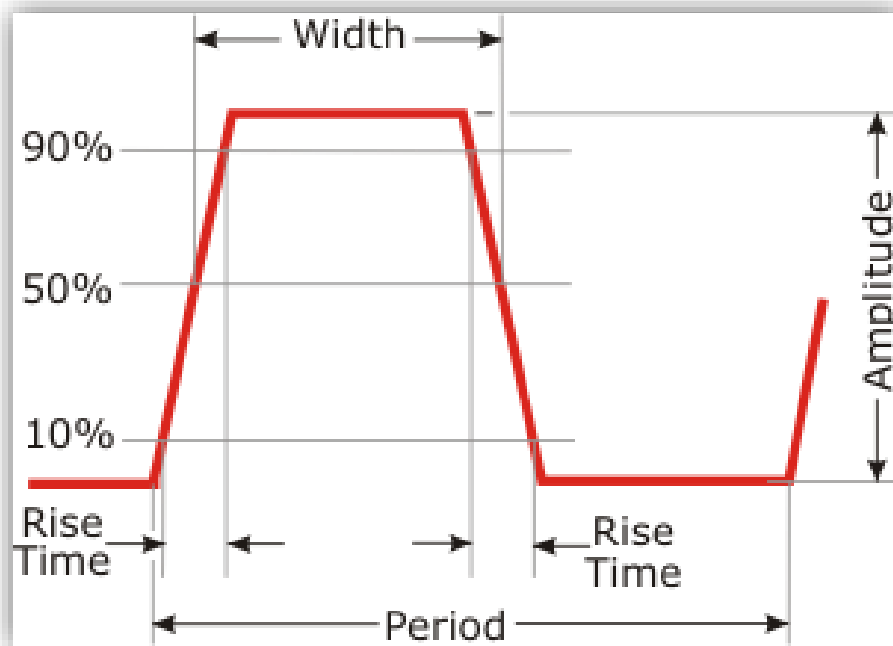
Kuva 14. Taajuusvastekuvion rajaus

5.1.1 Analysointiohjelmalla laskettavat parametrit

Signaalin rajauksen jälkeen ohjelma käsittelee koko valitun jakson ja antaa tulokseksi pulssikohtaiset arvot. Näitä arvoja ovat

- pulssin nousu- ja laskuaika
- pulssin nousuajan suhde laskuaikaan nähden
- pulssin jaksonaika
- pulssin leveys puolivälistä pulssin korkeutta mitattuna
- pulssisuhde eli *duty cycle*
- amplitudi
- pulssin huipun sijainti sekunteina koko jakson alusta.

Nämä arvot kerätään taulukkoon, johon jokaiselle pulssille tulee oma sarakkeensa (kuva 13). Tämä taulukko saadaan ohjelmasta vietyä Excelliin.



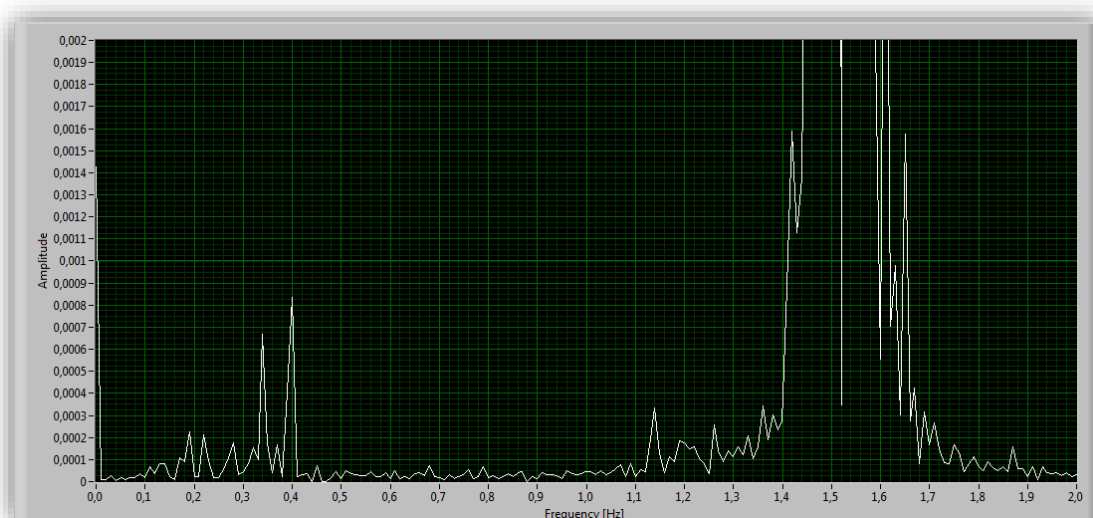
Kuva 15. Ohjelman laskemien parametrien selitys [Pulse 2013]

Kuvasta 15 ilmenee, mitä kohtaa pulssissa ohjelmalla laskettavat parametrit tarkoittavat. Kuvassa näkyvä pulssi ei ole FPG:lla saatava pulssi, mutta kuvassa näkyvät parametrit ovat täysin samat, mitä ohjelmalla lasketaan. Amplitudi (*amplitude*) on pulssikorkeus pulssin pohjalta huipulle. *Period* on jaksonaika. Se kuvaa, miten kauan yksi pulssi kestää. Ohjelma alkaa laskemaan jaksonaikaa pulssin pohjalta ja päättyy seuraavan pulssin pohjalle. Vasemman puoleinen *Rise Time* on nousuaika, ja oikean puoleinen *Rise Time* on analysointiohjelmassa nimetty *Fall Time* eli laskuaika. Kuvassa ylhäällä näkyvä *Width* on pulssin leveys pulssin korkeuden puolivälistä. Ohjelma näyttää myös kohdan, josta jokainen pulssi alkaa. Tämän arvon ohjelma antaa sekunteina koko valitun jakson alusta katsottuna. Tämän avulla voidaan varmistua, että tarkkaillaan haluttua pulssia.

Kuvassa 15 näkyvät myös 10 %:n ja 90 %:n referenssisitasot, joiden mukaan osa parametreista lasketaan, kuten esimerkiksi nousu- ja laskuaika. Referenssisitasoilla tarkoitetaan sitä, että signaalin huiput jätetiin käsittelemättä eli signaalista laskentaan osallistuu 10–90 %:n välillä oleva data. Tämä tehdään sen vuoksi, että häiriöisestä signaalista voi olla erityisen vaikea löytää tarkasti huippua ja näin ollen välttyään tärkeän datan hukuttamiselta kohinan sekaan.

5.1.2 Taajuusvaste

Ohjelma näyttää graafisesti myös taajuusvasteen sekä hengityksen. Nämäkin tiedot saadaan siirrettyä lukuarvoiksi Excel-taulukkoon. Graafisesta taajuusvastekuvasta voidaan nähdä potilaan hengityksen sekä sydämen sykkeen aiheuttamat taajuudet. Tämän kuvaajan avulla voidaan määritellä koko mittauksen ajalla potilaalla esiintyneet taajuudet. Esimerkiksi kuvasta 16 voidaan havaita 0,2–0,4 Hz:n taajuudella hengityksen vaikutus, joka vastaa noin 12–24 henkäisyä minuutissa, mikä on normaalin hengitystaajuuden rajoissa. Kohdassa 1,1–1,7 Hz havaitaan sydämensykkeen muodostama taajuusalue, tämä vastaa noin 66–102 bpm. Ohjelma laskee myös valitun jakson ajalta potilaan keskipulssin sekä hengitystiheyden ja antaa nämä muodossa bpm eli pulssia minuutissa.



Kuva 16. Esimerkki FPG-signaalista saatavasta taajuusvasteesta

5.2 Analysointiohjelmalla laskettavien parametrien selitys

5.2.1 Pulssin nousu- ja laskuajan laskenta

Pulssin nousu- ja laskuajan laskentaan ohjelmassa käytetään valmiina olevaa *Transition measurements* VI:ta. Näitä VI:ta tarvitaan kaksi, joista toinen on määritetty laskemaan nousua ja toinen laskua, molemmat on määritetty laskemaan samaan aikaan samaa pulssia. Molemmista VI:sta saadaan tulokseksi aika sekunteina, joka pulssilla kuluu nousuun tai laskuun. Ohjelma laskee myös nousuajan suhteessa laskuaikaan, eli nousuaika jaetaan laskuajalla.

5.2.2 Amplitudin, pulssisuhteen, pulssin leveyden sekä jaksonajan laskentamenetelmä

Analysointiohjelma laskee amplitudit *peak to peak* -amplitudina eli huipusta huippuun arvona. Amplitudin ohjelma laskee *peak detector* VI:ta käyttäen. Samalla VI:lla ohjelma laskee jokaisen pulssin huipun sijainnin sekunteina jakson alkuun nähden.

Pulse measurements.vi:ta käyttämällä ohjelma laskee *duty cyclen*, pulssin leveyden ja jaksonajan. Jaksonaika tarkoittaa aikaa sekunteina, joka jokaisella pulssilla kuluu pulssin alusta loppuun asti. Pulssin leveydet lasketaan pulssin korkeuden puolivälistä. Pulssisuhte eli *duty cycle* kuvaa pulssin ylä- ja alaosan suhdetta toisiinsa.

5.2.3 Keskipulssin laskentamenetelmä

Ohjelma laskee potilaan keskipulssin valitulta jaksolta, ja tämän tuloksen ohjelma antaa muodossa bpm eli pulssia minuutissa. Tähän käytetään yksinkertaista yhtälöä

$$bpm = \frac{n}{y_1 - y_0} * 60, \quad (1)$$

jossa y_1 on valitun jakson loppu, y_0 on valitun jakson alku, ja n on valitulta väliltä löytyvien pulssien määrä. Laskennassa käytettävät arvot ovat kuvassa 11 esitetyt *#found* ja *length*. Hengitystiheys lasketaan samalla kaavalla kuin keskipulssi, mutta tällöin valitun jaksonmitta sekä löytyneiden pulssien määrä ovat hengityssignaalista löytyvät tiedot.

5.2.4 Taajuusvasteen laskentamenetelmä

Taajuusvaste lasketaan käyttämällä FFT power spectrum and psd.vi:ta. Tämän VI:n avulla saatiin signaalissa esiintyvät taajuudet graafiseen muotoon (kuva 16). FFT tarkoittaa *a Fast Fourier Transform* eli nopea Fourier-muunnos. Graafisen kuvaajan tiedot kytetään ohjelmasta siirtämään numeerisiksi arvoiksi Exceliin.

6 Tulokset

Insinööriyössä tehdyn analysointiohjelman tulosten käsittely ei sisälly tähän insinööri-työhön, sillä tämä vaatii korkeaa lääketieteellistä osaamista. Tulosten käsittelyn vastuu on lääkäreillä. Ohjelman tarkoituksena oli laskea potilasdatasta lääkäreille parametrit, jotka he jatkokäsittelevät. Heidän tavoitteenaan on löytää uusi menetelmä kriittisesti sairaiden potilaiden tunnistamiseen.

Lääkärit olivat tyytyväisiä ohjelman toimintaan. Heidän mielestään ohjelma käsittelee kaiken oleellisen datan juuri halutulla tavalla. Ohjelman ollessa kuitenkin vasta ensimmäinen toimiva versio, olisi tulevaisuutta ajatellen ohjelman kehittäminen tarpeen.

Tavoitteena oli vertailla oman ja kaupallisen laitteen eroja niin, että mittaukset olisi tehty molemmilla laitteilla samalta henkilöltä. Näitä mittauksia ei ehditty tämän projektin aikana toteuttamaan eikä vertailuun syventymään. Silmämääräisellä graafisella vertailulla voidaan huomata, että omasta laitteesta saatava data on yllättävän lähellä kaupallisen laitteen dataa, vaikka oma laite on toteutettu edullisin komponentein. Vaikkei vertailua syvemmin ollut mahdollista suorittaa, oman laitteen rakentaminen oli apuna FPG:n tekniikan ja toiminnan ymmärtämisessä.

7 Yhteenveto

Insinööriyötä varten tavoitteena oli suunnitella ja rakentaa signaalin analysointiohjelma. Tämä ohjelma tulee lääketieteelliseen tutkimuskäyttöön lääket. lis. Pirneskosken väitöskirjatutkimukseen: *Kriittisesti sairaan potilaan tunnistaminen fotopletysmografian avulla*. Labview’lla rakennettu ohjelma saatiin toimimaan ja laskemaan oikein halutut tiedot. Työtä varten rakennettiin myös yksinkertainen FPG-laite, jota oli tarkoitus vertailla kaupalliseen FPG-laitteeseen. Tätä vertailua ei ehditty toteuttamaan niin syvällisesti kuten oli tavoitteena. Silmäääräisen vertailun perusteella itse rakennettu FPG-laitteen signaali oli lähellä kaupallisen laitteen signaalia.

Analysointiohjelman työstäminen ei ollut aivan ongelmaton. Ohjelman tekeminen aloitettiin perehtymällä syvällisemmin labview’n toimintoihin ja käytettävissä oleviin kirjastoihin. Aluksi ohjelmaan rakennettiin jokaista laskettavaa parametria tai parametrijoukkoa varten oma aliohjelma. Kun kaikki halutut koodin osat olivat toimivia, ne yhdistettiin yhdeksi ohjelmaksi. Tässä vaiheessa ilmeni ongelmia, sillä kaikki aliohjelmat eivät toimineet moitteettomasti yhdessä. Ongelmat havaittiin esimerkiksi siten, että ohjelma käsiteli vain muutaman ensimmäisen pulssin potilasdatasta, vaikka pulsseja käsiteltävänä oli useita satoja jokaisesta potilaasta. Välillä oli vaikeuksia löytää, missä päin koodia ohjelman aiheuttaja oli.

Ohjelmaa tehtäessä oli tärkeää huomioida, että ohjelman antamat tulokset tulisi olla helposti siirrettävissä Excel-tiedostoon jatkokäsittelyä varten. Myös tämän vuoksi jouduttiin tekemään pieniä korjauksia, sillä osa käsitellyistä tuloksista ei ollut yhteensopiva toisten tulosten kanssa, ja niiden siirto samaan Excel-tiedostoon ei ollut mutkatonta. Nyt ohjelmalla tulokset voidaan siirtää Exceliin, mutta Excel-tiedostoon tulee muutama tyhjä sarakke. Nämä sarakkeet joudutaan poistamaan Excelistä käsin, jotta saadaan kaikki lukuarvot rinnakkain.

Lopulta ohjelma saatiin toimimaan niin, että sillä saadaan käsiteltyä kaikki projektin alussa tavoitteeksi asetetut parametrit halutulla tavalla. Ohjelman kehittäminen on mahdollista myös tulevaisuudessa, etenkin hengityssignaalin analysointia parantamalla. Ohjelmasta on myös tarkoitus kehittää helppokäyttöisempi sekä lisätä ominaisuus potilaan reaaliaikaiseen mittaukseen.

Mikäli lääket. lis. Pirneskosken projektin tuloksien perusteella löydetään menetelmä kriittisesti sairaan potilaan tunnistamiseen FPG:n avulla, analysointiohjelmaan kyetään lisäämään ominaisuuksia tätä varten. Tuloksien perusteella voidaan kehittää indeksi, joka kertoo numeerisessa muodossa, miten kriittinen henkilön tila on. Ohjelma kyetään muokkaamaan sellaiseksi, että se ilmoittaa tämän indeksin reaaliaikaisen mittauksen aikana.

Tulevaisuudessa voitaisiin analysointiohjelma sulauttaa johonkin pienikokoiseen laitteeseen, joka voitaisiin kytkeä potilaalle heti ensihoitajien saavuttua paikalle. Näin voisi tunnistaa kriittisesti sairaita potilaita nopeasti jo hyvin varhaisessa vaiheessa ja saatettaisiin pystyä estämään vakavat kohtaukset merkittävästi helpommin kuin nykyisin.

Itse tehty FPG-laite voitaisiin toteuttaa sellaisella suodatuksella, että myös hengityssignaalia voitaisiin kerätä. Laitteen voisi myös toteuttaa selvästi nykyistä pienikokoisempaa, jolloin sen käyttö monipuolistuisi. FPG-laite ja analysointiohjelma voitaisiin yhdistää esimerkiksi rannekelloon, joka olisi langattomassa yhteydessä korvakorun näköiseen anturiin. Tällöin ulkopuolinen henkilö ei voisi tunnistaa kelloa ja korua mittariksi, ja tämän vuoksi kynnys arkisen näköisen laitteen jatkuvaan käyttöön pienenee. Henkilölle, jolla on kasvanut riski tilan heikkenemiseen, olisi mahdollista asentaa tällainen laite, ja tällöin hänen olisi edelleen mahdollista asua kotonaan. Ranneke ilmoittaisi automaattisesti tilan heikkenemisen keskukseen, jolloin kyettäisiin potilas siirtämään sairaalaan jo ensimmäisten sydänkohtaukseen viittaavien merkkien jälkeen. Tästä insinööritoiminnasta on merkittävää käytännön hyötyä, sillä se on apuna sydänkohtauksia ennaltaehkäisevän menetelmän kehityksessä.

Lähteet

Abdallah Omar, Bolz Armin. 2011. Adaptive Filtering by Non-Invasive Vital Signals Monitoring and Diseases Diagnosis. Institute for Biomedical Engineering, Karlsruhe Institute of Technology. Germany < <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/16118.pdf> > s.160

Allen, John. 2007. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. IOP Publishing, s. R1-R8.

Ayemen A. Alian MD, Nicholas j. Galante, MD, Nina S. Stachenfeld PhD, David G. Silverman, MD, Kirk H. Shelley, MD. 2011. Impact of central hypovolemia on photoplethysmographic waveform parameters in healthy volunteers part2: Frequency domain analysis. Journal of Clinical Monitoring and Computing 25: s387-396.

Ehrström Nina, Forsström Iida, Garam Julia, Honkkila Matti, Lukkarinen Eetu, Mattila Emmi, Mikkola Antti, Munge Samir, Soini Jenna, Somersalo Laura ja Stjernvall Maria. 2013. Fotoplethysmografian käyttö kriittisesti sairaan potilaan tunnistamisessa vuodeosastoilla. Metropolia. Opinnäytetyö.

Hengitystaajuus. 2014. Tohtori.fi. <<http://www.tohtori.fi/?page=4069997&search=hengitystaajuus>> Luettu 28.3.2014.

Leposyke. 2014. Hoitonetti. <<http://www.hoitonetti.fi/terveysarvot/leposyke/>> Luettu 27.3.2014.

Non-invasive. 2014. Oxford dictionary. <<http://www.oxforddictionaries.com/definition/english/non-invasive>> luettu 24.10.2014.

Nurmi Jouni. 2005. Sydänpysähdystä edeltäviin oireisiin on puututtava. Finnanest 38. s. 46.

Ohje kriittisen tilan tunnistamisesta. Terveyskirjasto. <http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=nix01092> Luettu 7.6.2014.

Oksimetria, lyhytaikainen. 2013. HUS Kuvantaminen. Ohjekirja. <<http://huslab.fi/ohjekirja/2424.html>> Luettu 6.11.2014.

Pulse. 2013. Olson Technology. Verkkosanakirja. <http://www.olson-technology.com/mr_fiber/glossary-pq.htm> Luettu 8.11.2014.

Pulssioksimetri MD300D. 2014. LabTex Oy. Terveystuotteet <<http://labtex.fi/labtex-verkkokauppa/sormipulssoksimetri-md300d>> Luettu 12.11.2014.

Temperature Control 3 Tutorial. 2006. The Simulation of Physical Systems. San Diego State University. <http://attila.sdsu.edu/me205/modules/1labview/tutorials_and_exercises/temperature_control_3.htm> Luettu 8.11.2013.

What is Labview? <<http://www.ni.com/labview/>> 20.10.2014